

**„Stehende Wellen
im Arteriensystem“
Experimentelle Befunde und deren
Deutung**

Karl-Uwe Mohr

1961

Digitized by the Internet Archive
in 2026

AUS DEM
PHYSIOLOGISCHEN INSTITUT DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. R. Wagner

**„Stehende Wellen
im Arteriensystem“
Experimentelle Befunde und deren
Deutung**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Karl-Uwe Mohr
aus Hof/Saale

München 1961

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichtersteller: Professor Dr. E. WETTERER
Dekan: Professor Dr. W. SEITZ

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.1961



INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	
	Historische Bemerkungen	5
II.	HAUPTTEIL	
	1. Allgemeines über Wellen, insbesondere Schlauchwellen, deren Reflexion und die Ausbildung stehender Wellen	5
	2. Hydromechanische Voraussetzungen für das Auftreten stehender Wellen im Arteriensystem	10
	3. Experimentelle Befunde am Arteriensystem und deren Deutung ...	12
III.	ZUSAMMENFASSUNG	29
IV.	LITERATURVERZEICHNIS	31

I. EINLEITUNG

Historische Bemerkungen

Die Erfindung des Sphymographen durch VIERORDT hatte zum ersten Mal eine graphische Darstellung des Pulses ermöglicht. In der Folge entstand nach Verbesserung des Instrumentes durch MAREY eine umfangreiche Pulsliteratur, deren Ergebnisse aber noch nicht zu einer abschliessenden Klärung der Vorgänge führten, die der Entstehung des Pulses zu Grunde liegen. Erst als GRASEEY durch Untersuchungen über die Reflexion von Schlauchwellen eine Wendung der Betrachtungsweise gebracht hatte, beobachteten v. KRIES, FICK und v. FREY auch am Arteriensystem einwandfrei Reflexionserscheinungen und das Auftreten stehender Wellen. Diese Ergebnisse wurden von FRANK durch umfangreiche Untersuchungen erweitert und durch grundlegende Verbesserung der Methodik objektiviert. Dem Ziel der quantitativen Erfassung der Dynamik des Arteriensystems kam FRANK näher durch mathematische Fundierung der von E. H. WEBER begründeten Windkesseltheorie und ihre Verbindung mit der Wellenlehre. In diesem Zusammenhang interessierte das Problem der Existenz stehender Wellen im Arteriensystem vor allem deswegen, weil versucht wurde, mit ihrer Hilfe die "wirksame Länge" des arteriellen Windkessels zu bestimmen.

Spätere Untersucher, insbesondere WEZLER und BÖGER, kamen in wichtigen Punkten, speziell der Frage der peripheren Reflexion und der Länge der stehenden Welle im Arteriensystem, zu anderen Ergebnissen als FRANK. Weitere Arbeiten anderer Autoren führten wieder zu den schon von v. KRIES, v. FREY und FRANK vertretenen Auffassungen zurück und ermöglichten die Klärung von einigen noch anscheinend widersprüchlichen Befunden.

II. HAUPTTEIL

1. Allgemeines über Wellen, insbesondere Schlauchwellen, deren Reflexion und die Ausbildung stehender Wellen

Eine schwingende Bewegung kann durch einen einmaligen Anstoss (freie Schwingung) oder durch Einwirkung einer periodischen Kraft (erzwungene Schwingung) hervorgerufen werden. Gegeben sei ein System, das aus sehr vielen, in einer Linie nebeneinanderliegenden Massenteilchen gleicher Grösse besteht, die elastisch miteinander verbunden sind. Wirkt auf die Masse 1 eine erregende Schwingung von der Schwingzahl N , dann führt diese Masse eine erzwungene Schwingung der gleichen Schwingungszahl aus. Die Dämpfung werde hierbei vernachlässigt. Infolge der elastischen Koppelung der Massen wird an der Masse 2 eine Schwingung gleicher Schwingungszahl erregt usw.. Die Schwingungen aller Massen haben die gleiche

Schwingungszahl und Amplitude, jedoch hat die Schwingung jeder folgenden Masse gegenüber der vorhergehenden eine **Phasenverspätung**. Die Bewegung beginnt also an der Masse 1 und breitet sich mit einer bestimmten Fortpflanzungsgeschwindigkeit aus, die von der Stärke der elastischen Koppelung und der Grösse der Masse abhängt. Die Massenteilchen befinden sich in jedem Augenblick in einer bestimmten räumlichen Anordnung. Die Verbindungslinie dieser Lagen ist eine Kurve, die im einfachsten Fall eine Sinusfunktion der Länge darstellt. Der beschriebene Vorgang wird als **Welle** bezeichnet. Zwischen Fortpflanzungsgeschwindigkeit c , Schwingungszahl N , Schwingungsdauer T ($= \frac{1}{N}$) und der Wellenlänge λ besteht die bekannte Beziehung

$$\lambda = \frac{c}{N} = c T.$$

Grundsätzlich ändert sich an den genannten Überlegungen nichts, wenn Masse und Elastizität nicht in Form von gesonderten Einzelementen vorhanden sind, sondern sich kontinuierlich über das System erstrecken. Dies ist der Fall bei einem bis zu einer bestimmten Druckhöhe mit Flüssigkeit gefüllten, elastischen Schlauch. Wenn in dessen Anfangsteil rasch eine zusätzliche Flüssigkeitsmenge eingepumpt, so verteilt sich diese nicht sofort über den ganzen Schlauch, sondern es kommt zu einer Drucksteigerung und Dehnung des ersten Schlauchabschnitts, da sich die in Ruhe befindliche Flüssigkeitssäule wegen ihrer Massenträgheit einer Beschleunigung entgegengestellt. Das entstandene Druckgefälle führt dazu, dass die gespeicherte Flüssigkeit lokal in Bewegung gerät, d. h. die lokal erhöhte potentielle Energie setzt sich um in kinetische Energie und führt wegen der in Gang gekommenen Strömung zu einer Dehnung des nächsten Schlauchabschnitts und dort wieder zu einer Erhöhung der potentiellen Energie. Hierdurch bildet sich eine mit einer bestimmten Geschwindigkeit fortschreitende Schlauchwelle. Eine freie Welle entsteht, wenn die Bedingungen am Schlauchanfang plötzlich geändert werden und dann konstant bleiben. Erzwungene Wellen dagegen werden durch längerdauernde oder ständige Einwirkungen hervorgerufen.

Ganz allgemein werden Reflexionen von Wellen beobachtet, wenn sich die Fortpflanzungsbedingungen für die Welle ändern, d. h. wenn die Welle auf Orte mit vergrössertem oder verkleinertem Wellenwiderstand trifft. Das Amplitudenverhältnis von reflektierter zu ankommender Welle ist der Reflexionsfaktor (k), welcher zwischen + 1 und - 1 liegt, er ist abhängig von den örtlichen Änderungen des Wellenwiderstandes.

Unter gleichen Bedingungen ist der Reflexionsvorgang bei Schlauchwellen und z. B. Seilwellen nicht der gleiche. Dieses Beispiel eignet sich zur Beantwortung der Frage, wann bei einer Schlauchwelle eine positive bzw. negative Reflexion zustande kommt. Bei einem in der Längsrichtung elastischen Seil, bei dem von den Einflüssen der Dämpfung und der Schwerkraft abgesehen wird, läuft am fixierten Ende ein ankommender Wellenberg nach der Reflexion als Tal zurück. Auch bei der Seilwelle ist der Wellenberg ein Ort erhöhter potentieller Energie. Hier ist be-

der Reflexion der Umschlag des Wellenberges in das Wellental die Folge des in diesem Augenblick wirkenden Kraftvektors und der Trägheit der betroffenen Seilelemente. Da bei der Reflexion am fixierten Ende dem Seil keine Energie verloren gehen kann, bleibt diese auch nach der Reflexion dem vorhergehenden Maximalwert gleich. Am Seil sind Wellenberg und Wellental Verformungen mit lediglich verschiedener Raumorientierung. Energetisch der gleiche Fall wie bei der Reflexion der Seilwelle am fixierten Ende, ist bei einer Schlauchwelle gegeben, die auf einen Ort mit unendlich grossem Wellenwiderstand trifft, was durch einen starren Verschluss des Schlauches erreicht wird. Auch hier muss die Gesamtenergie der Schlauchwelle vor und nach Reflexion gleich sein. Deshalb läuft der Wellenberg des Drucks als Wellenberg von gleicher Amplitude zurück. Am starren Ende selbst ist der Druck auf das Doppelte erhöht, während die Stromstärke Null ist. Dies ist der Grenzfall der totalen positiven Reflexion ($k = +1$). Bei der Reflexion am offenen Ende aber geht dem Schlauch Energie verloren durch Abströmen von Flüssigkeit. Ist die Wellenstromstärke am offenen Ende auf das Doppelte vergrössert, dann ist an diesem Ort der Wellendruck und der Wellenwiderstand Null. Dies führt zu einer totalen negativen Reflexion ($k = -1$). Der ankommende Druckberg läuft als Tal zurück und ist der sichtbare Ausdruck einer Abnahme der potentiellen Energie.

In einem Schlauchsystem mit den genannten Eigenschaften, bei dem z. B. beide Enden geschlossen sind, bzw. ein Ende geschlossen, das andere offen ist, bilden sich stehende Wellen dann aus, wenn zwei Wellenzüge gleicher Frequenz, aus entgegengesetzten Richtungen kommend, miteinander interferieren. Dies kann im streng physikalischen Sinn nur dann zu stehenden Wellen führen, wenn die Dämpfung verschwindend klein ist und an den Schlauchenden Totalreflexionen erfolgen, da andernfalls zwischen rechtläufigen und rüchläufigen Wellen Interferenzen mit ungleichen Amplituden stattfänden. Bei unendlich grossem Wellenwiderstand an beiden Schlauchenden, d. h. bei fest verschlossenen Enden, ist im Schlauchsystem eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) enthalten. An den beiden Enden sind Strömungsknoten und Druckbäuche vorhanden, in der Mitte ein Bauch der Strömung und ein Knoten des Drucks. Für die Grundschiwingung des Schlauchs gilt dann die Formel

$$L = \frac{\lambda}{2} = \frac{c T}{2}$$

wobei L die Schlauchlänge ist, λ , c , T siehe oben. Hat ein Schlauchsystem ein offenes und ein geschlossenes Ende, dann ist in ihm eine Viertelwellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) enthalten. Am geschlossenen Ende ist ein Druckbauch und ein Strömungsknoten, am offenen Ende ein Druckknoten und ein Strömungsbauch vorhanden. In diesem Fall gilt für die Grundschiwingung

$$L = \frac{\lambda}{4} = \frac{c T}{4}$$

Stehende Wellen gleichbleibender Amplitude entstehen durch ursprüngliche Wellen, deren Wellenlängen gleich der doppelten bzw. vierfachen Schlauchlänge sind. Dies wird erreicht durch rhythmische, mit der Frequenz

$$N = \frac{1}{T} = \frac{c}{2L} \quad \text{bzw.} \quad \frac{c}{4L}$$

erfolgende Einwirkungen am Schlauchanfang.

Der Druckknoten der stehenden Welle bei einem völlig gleichmässig geformten Schlauch ist, wie schon erwähnt, die Folge der Interferenz von Wellenzügen, die aus entgegengesetzten Richtungen kommen und an diesem Ort eine Phasenverschiebung von einer halben Wellenlänge aufweisen. Wenn von beiden Reflexionsstellen ein Wellenberg und ein Wellental starten, mit gleicher und konstanter Geschwindigkeit aufeinander zulaufen, in gleichen Zeiten also gleiche Wegstrecken zurücklegen, dann müssen sie in der Mitte des Systems zusammentreffen, wo also der Knoten entsteht. In einem Schlauch, der nicht völlig gleichmässig ist, sondern so beschaffen ist, dass die Geschwindigkeit, mit der sich die Welle fortpflanzt, in der einen Hälfte des Schlauches grösser ist als in der anderen, haben die Wellen im Moment des Zusammentreffens verschieden grosse Strecken zurückgelegt. Der Druckknoten liegt in diesem Fall nicht in der Mitte, sondern ist in Richtung zum Schlauchteil mit der kleineren Wellengeschwindigkeit verschoben, da die Wellenlaufzeiten zwischen dem Knoten und den beiden Schlauchenden gleich gross sein müssen (SCHMITT (68)).

Auch ein Wellenzug allein, hervorgerufen durch eine einmalige Einwirkung am Schlauchanfang, kann zu einer abklingenden Schwingung mit den Merkmalen einer stehenden Welle führen, wenn die Dauer der Einwirkung merklich grösser ist als die Zeit L/c , die die Welle zum einmaligen Durchlaufen des Schlauches benötigt. Nur dann bildet sich die stehende Welle aus durch Interferenz zwischen dem bereits nach der Reflexion rückläufigen Wellenteil mit dem noch durch die ursprüngliche Einwirkung entstehenden und sich rechtläufig fortpflanzenden Wellenteil. Die Dämpfung soll so gering sein, dass nach zweimaligem Durchlaufen des Schlauches nur eine möglichst geringe Amplitudenabnahme eingetreten ist. Dieser Vorgang vom Beginn der Einwirkung am Schlauchanfang bis zur Bildung einer stehenden Welle lässt sich am besten an Hand einer schematischen Zeichnung (Abb. 1) beschreiben. Hierbei sollen folgende vereinfachenden Annahmen gelten: Der elastische, bis zu einer bestimmten Druckhöhe mit Flüssigkeit gefüllte Schlauch sei unverzweigt, überall gleich weit und ende an der Peripherie durch einen starren Verschluss. Es bestehe vor der Wellenerregung kein Strömungsvorgang und der Druck sei in allen Querschnitten des horizontal gelagerten Schlauches gleich. Eine Dämpfung finde nicht statt. Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit sei genau 10 m/sec und alle Wellenteile sollen sich an jedem Ort mit gleicher und konstanter Geschwindigkeit fortpflanzen. Die Dauer der Einwirkung am Schlauchanfang betrage genau 0,3 sec.

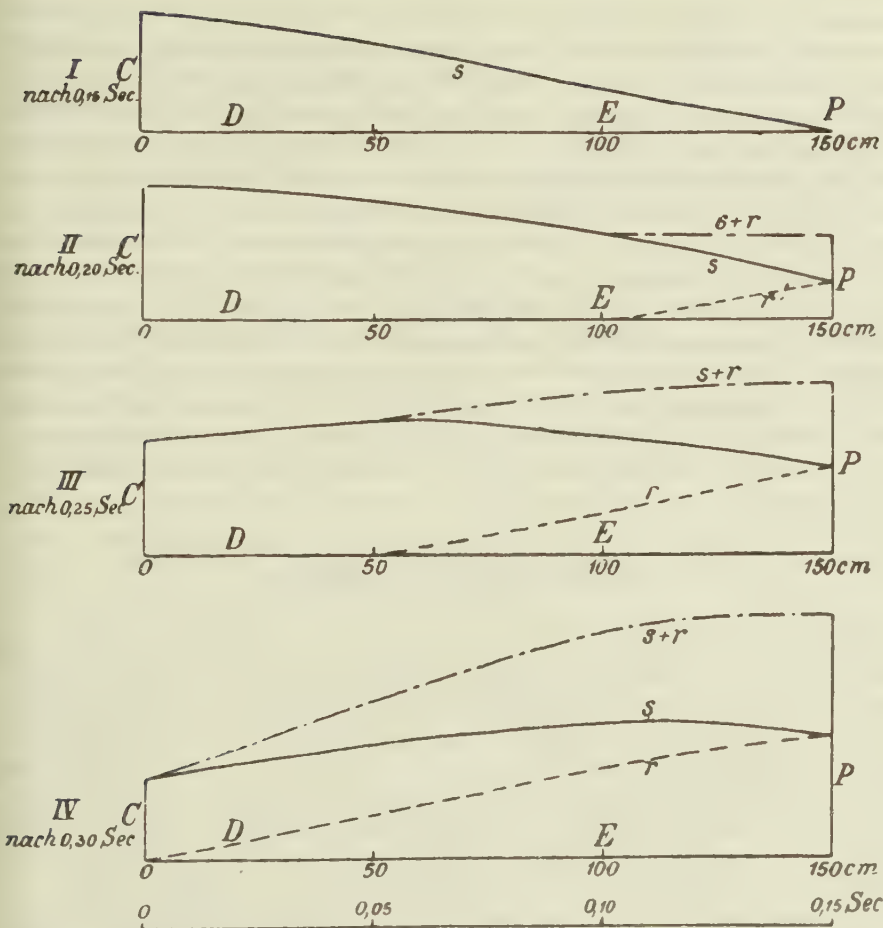


ABBILDUNG 1: Vorstufe der Bildung einer stehenden Welle in einem Schlauch von 1,5 m Länge unter den im Text angegebenen Bedingungen. (Nach v. FREY (36)).

In Abb. 1 sei C das zentrale, P das periphere, verschlossene Ende. Die Länge der horizontalen Linie CP sei gleich der Länge des Schlauches und betrage 1,5 m. Diese Entfernung wird also von der Welle in 0,15 sec durchmessen.

Mit dem Beginn der Einwirkung am Schlauchanfang trete nun in C die Welle s in den Schlauch ein und breite sich zur Peripherie hin aus. Zum Zeitpunkt 0,15 sec nach Beginn der Wellenerregung hat der Anfang der Welle s den Punkt P erreicht (I). Im nächsten Moment beginnt die Reflexion der in P angelangten Wellenteile. Die Druckänderung, die durch die reflektierten Wellenteile hervorgebracht wird, verläuft so, als ob die ursprüngliche Welle s zum

Zeitpunkt 0,15 sec in P eintreten und sich mit der Geschwindigkeit von 10 m/sec in Richtung C ausbreiten würde. Um zu wissen, welcher Druck an den verschiedenen Orten des Schlauches zum Zeitpunkt 0,2 sec (II) herrscht, muss man sich die Welle s zum Zeitpunkt 0,15 sec von C nach P verschoben denken, das über P hinausstehende Ende nach links umklappen und die Ordinaten des rechtläufigen und rückläufigen Wellenteils addieren (II, $s + r$). In ähnlicher Weise ergeben sich die Kurven (III, IV) für die Zeitpunkte 0,25 sec und 0,30 sec. Da die Einwirkung am Schlauchanfang nach genau 0,30 sec beendet ist, welches der Zeit entspricht, die die Welle zum zweimaligen Durchlaufen des Schlauches benötigt hat, und da wegen der fehlenden Dämpfung keine Amplitudenabnahme eingetreten ist, wird es in der Folge bei nun gleichen Reflexionsbedingungen in C und P (starr verschlossene Ende) zur Entstehung von Interferenzen über den ganzen Schlauch kommen. Im Schlauch wird eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) enthalten sein mit jeweils einem Bauch des Drucks und einem Knoten der Stromung in C und P und einem Knoten des Drucks und einem Bauch der Stromung in der räumlichen Mitte.

2. Hydromechanische Voraussetzungen für das Auftreten stehender Wellen im Arteriensystem

Durch die Austreibung des Blutes aus dem Herzen kommt es zunächst zu einer Erweiterung der dem Herzen benachbarten Abschnitte der Aorta, da die gesamte Blutsäule im Arteriensystem infolge ihrer Massenträgheit einer Beschleunigung widersteht und der vom Herzen gelieferte Druckanstieg zu einer Wandausdehnung der herznahen Arterien führt. Der Anfangsteil der nun entstehenden erzwungenen Welle breitet sich mit einer mehrere Meter in der Sekunde betragenden Geschwindigkeit aus und wird vom Herzen her durch Nachschub von Blut ergänzt. An der Peripherie angelangt wird die Welle teilweise reflektiert und wandert in umgekehrter Richtung weiter. Die Austreibungszeit bestimmt die Dauer der primären Pulswelle. Diese ist normalerweise so bemessen, dass deutliche Interferenzen zwischen rechtläufiger und rückläufiger Welle möglichst über das ganze Arteriensystem, aber zumindest über den grossen Teil desselben entstehen. Bei hohem mittleren Blutdruck treffen auch die an der Peripherie des arteriellen Hauptrohrs reflektierten Wellen vor dem Ende der Systole wieder in der Aortenwurzel ein, da die Pulswellengeschwindigkeit stark erhöht und deshalb die Wellenlaufzeit verkürzt ist. Bei sehr niedrigem Mitteldruck dagegen ist auch die Pulswellengeschwindigkeit verlangsamt und damit die Laufzeit verlängert, die reflektierten Wellen erreichen das Zentrum später.

Im Versuch am Schlauchmodell soll die Dämpfung so gering sein, dass die Welle nach zweimaligem Durchlaufen des Schlauches noch keine merkliche Amplitudenabnahme erlitten hat, wenn die Bezeichnung "stehende Welle" korrekt sein soll. Im Arteriensystem aber ist die Dämpfung schon für die Grundschiwingung ziemlich gross, was am peripheren Puls beobachtet werden kann, z.B. in den Beinen und

den distalen Gebieten des Armes, wo der Druckverlauf im allgemeinen einen abgerundeteren Verlauf zeigt als im Zentrum, da Einzelheiten höherer Frequenzen verlorengegangen sind. Verursacht wird die Dämpfung der Pulswelle in den Arterien einerseits durch Verlust an Flüssigkeit, der durch Abfließen von Blut durch die Endverzweigungen der Nebenäste eintritt, andererseits durch Reibung.

Auch im Arteriensystem können Reflexionen nur dann auftreten, wenn sich innerhalb kurzer Strecken Beschaffenheit und Dimensionen der Arterien ändern, d.h. wenn die Pulswelle auf Orte mit vergrössertem oder verkleinertem Wellenwiderstand trifft. Ist der Wellenwiderstand erhöht, z.B. dort, wo sich in der Peripherie des arteriellen Hauptrohres die Arterien in ihre feinen Zweige verästeln, dann führt dies zu positiven Reflexionen, wobei der Druckberg jeweils als Druckberg zurückläuft. An den Orten positiver Reflexion ist der Druck stark überhöht, während die Strömung verlangsamt ist. Dies ist bei hohem mittleren Blutdruck besonders dann ausgeprägt, wenn der periphere Widerstand erhöht ist. Eine negative Reflexion zentrifugal laufender Wellen kommt normalerweise wohl kaum vor. Für zentripetal laufende, d.h. rückläufige, reflektierte Wellen in der Armarterie bestehen dagegen an der Ursprungsstelle der Armarterie aus der Aorta Bedingungen für negative Reflexionen, der ankommende Druckberg läuft als Tal zurück, und die rückläufige Stromstärke ist an diesem Ort erhöht.

Noch aus anderen Gründen sind die Verhältnisse im Arteriensystem verwickelter als beim Schlauchmodell. Die Pulswellengeschwindigkeit ist nicht an allen Orten gleich gross, sondern nimmt im allgemeinen nach der Peripherie hin zu. Ausserdem setzen sich schon während der Systole reflektierte Wellen auch den zentralen Teilen der primären Pulswelle auf, da, wie erwähnt, die Wellenlänge der primären Pulswelle meistens grösser als die Entfernung Herz-Fuss ist und vor allem immer grösser als die Entfernungen vom Herzen bis zu den Enden von Seitenästen der Aorta. Weitere Verformungen erfährt die Pulswelle durch mögliche Änderungen des Wellenwiderstandes im Verlauf der Aorta und der peripheren Arterien. Schliesslich kommt es zu Wellenzerstreuung, da die Pulswelle keine sinusförmige Welle ist, sondern sich aus einem Gemisch von Wellen verschiedener Frequenz zusammensetzt, die sich mit verschiedener Geschwindigkeit fortpflanzen. Es ist deshalb sogar erstaunlich, dass es im Arteriensystem zu merklichen Interferenzen und zur Ausbildung stehender Wellen⁺ kommt mit Knoten und Bäuchen des Drucks, in der Weise, dass im arteriellen Hauptrohr (Herz-Fuss) Verhältnisse verwirklicht sind, wie bei einer beiderseits gedeckten Pfeife ($\lambda/2$), während im arteriellen Nebenrohr der Armarterie eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle nach Art einer einseitig gedeckten Pfeife ($\lambda/4$) enthalten ist. Dies wird später noch genauer erklärt werden.

+) Im streng physikalischen Sinn allerdings darf aus erwähnten Gründen nur jeweils von einem lokalen Minimum und Maximum des Drucks gesprochen werden, wie KARREMAN (52) hervorhebt.

3. Experimentelle Befunde am Arteriensystem und deren Deutung

Die Austreibung des Blutes aus dem Herzen führt aus den oben genannten Gründen zunächst zu einer Erweiterung der dem Herzen benachbarten Abschnitte des Arteriensystems, welches hierdurch auch als Speicher wirkt, der einen Teil des in der Systole vom Herzen ausgeworfenen Blutes aufnimmt und in der Diastole peripher abfließen lässt. Diese Bedeutung des arteriellen Systems hob zuerst E. H. WEBER (71) hervor. In seiner Theorie über den Nutzen der Elastizität der Arterien verglich er deren Aufgaben im Kreislauf mit dem Windkessel einer Feuerspritze und später auch mit der Windlade einer Orgel. Im Zusammenhang mit diesen Fragen nahm er auch erste Messungen der Pulswellengeschwindigkeit (PWG) vor. Wenn auch das zeitlich verschiedene Auftreten des Pulsstosses an verschiedenen Arterien schon wiederholt bemerkt worden war, bestimmte er mit Hilfe einer Uhr die Verspätung des Pulses in der A. tibialis ant. gegenüber der A. maxillaris ext. zu $1/6$ bis $1/7$ sec. Das ergab eine PWG von etwa 8 bis 9 m/sec bei einem Weg von etwa 1,3 m. Die zusammengefassten Ausführungen E. H. WEBER's (71) über die Gesamtaufgaben des arteriellen Systems dienten jahrzehntelang als Grundlage jeder Gesamtbetrachtung des Kreislaufs, insbesondere aller den Blutdruck betreffenden Fragen. Spätere Untersucher bestimmten die PWG mittels graphisch registrierter Pulscurven. So zeigte CZERMAK (15) experimentell, dass beim Menschen in den Gefässen der unteren Extremität die Pulswelle rascher fortschreitet als in der oberen. Er versuchte dies mit der grösseren Dicke und "Resistenz" der Arterien des Beins zu erklären. Aus dem gleichen Grund vermutete er, allerdings zu Unrecht, dass die Pulswelle in den grossen, dem Herzen nahegelegenen Gefässen sich rascher ausbreitet als in der Peripherie. Zu ähnlichen Resultaten wie CZERMAK kamen LANDOIS (59) und GRUNMACH (43). Dagegen berichteten KEYT (53) und EDGREN (20) über kleinere Werte der PWG in der unteren Extremität gegenüber der oberen.

Die Form des Pulses und die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswelle wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst. W. WEBER (72) untersuchte die Beziehung zwischen der Grösse des Gefässdurchmessers und der PWG. Er glaubte, dass eine Vergrösserung des Gefässdurchmessers eine Zunahme der PWG zur Folge habe; dagegen standen die Auffassungen von MOENS (63) und KORTEWEG (54), wonach eine Verkleinerung des Durchmessers die Ursache einer Geschwindigkeitserhöhung sei. v. FREY (36) räumte die Möglichkeit ein, dass beide Auffassungen innerhalb gewisser Grenzen richtig seien. In Analogie zur Fortpflanzung des Schalls durch die Luft und deren Verlangsamung in engen Röhren (58) folgerte er, dass beim Absinken des Durchmessers unter einen gewissen Wert die Ausbreitung der Pulswelle durch die Reibung verlangsamt werde. Dies treffe umso mehr für eine Flüssigkeit zu, in welcher feste Teilchen suspendiert sind. Tatsächlich handelt es sich bei der Frage, ob die PWG mit wachsendem Gefässdurchmesser zu- oder abnimmt mehr um ein Problem der Formulierung und Definition, da es darauf ankommt, welche anderen Grössen als konstant angenommen werden.

W. WEBER (72) machte als erster darauf aufmerksam, dass der absolute Wert des Blutdruckes solange ohne Einfluss auf die PWG ist, als die Vergrößerung des Arterienquerschnitts je Einheit der Drucksteigerung dem ursprünglichen Querschnitt proportional geht. E. H. WEBER (71) hatte einige Jahre vorher Versuche über die Wellenbewegung in Röhren an einem Kautschukschlauch und einem aus Dünndarm gefertigten Schlauch gemacht. Beim ersteren fand er bei verschiedenem Druck (0,08 - 3,5 m Wassersäule) annähernd denselben Wert für die PWG. Dagegen zeigte sich bei Versuchen mit dem aus Dünndarm gefertigten Schlauch, dass hier die PWG mit dem Druck zunimmt. In seiner Arbeit "Die Pulscurve" untersuchte MOENS (63) diese Frage praktisch und auch theoretisch, die schon W. WEBER behandelt hatte. MOENS bestimmte zuerst den Elastizitätsmodul durch Dehnen von Röhren und Teilstücken aus denselben und berechnete hieraus die PWG. Bei Kautschukschläuchen ist der Elastizitätsmodul konstant, er fand deshalb die PWG wenig vom Druck beeinflusst. Der Darm dagegen ist eine Röhre mit variablem Elastizitätsmodul, d. h. mit steigender Spannung wächst auch der Elastizitätsmodul. Hier beobachtete MOENS je nach dem Druck eine PWG von 2,8 - 8,7 m/sec. Ein ähnliches Verhalten gilt auch für Arterien. Aus den Ergebnissen der Längs- und Querdehnung von Teilstücken der menschlichen Aorta berechnete MOENS die den verschiedenen Höhen des Blutdrucks zukommende PWG mit 3,5 - 7,9 m/sec. Eine Bestätigung dieser Ergebnisse im Experiment war schwierig, weil die Bestimmung der PWG innerhalb kurzer Strecken nur unzureichend gelang. Beim Menschen zeigte er mit Hilfe des VALSALVA'schen Versuches, dass die PWG innerhalb einer gegebenen Arterienstrecke nicht konstant ist, sondern normalerweise mit dem Blutdruck steigt. Beim Tier bediente er sich starker Vagusreizung in der Annahme, dass der Druck um so niedriger sei, je seltener das Herz schlage. Hierbei betrug die PWG vor dem Versuch im Mittel 11,5 m/sec, hatte bei der ersten Messung sofort nach beendeter Vagusreizung einen niedrigsten Wert von 4,5 m/sec und stieg wieder allmählich auf den Ausgangswert an. MOENS glaubte, aus seinen Versuchen den Schluss ziehen zu dürfen, dass bei gesunden Blutgefäßen die PWG als ein Mass für den Blutdruck anzusehen sei. Nach FRANK (30) trifft es im allgemeinen zu, dass die PWG mit zunehmendem Blutdruck in einem bestimmten Verhältnis zum Blutdruck ansteigt, beispielsweise um etwa 7 % für eine Drucksteigerung von 10 mm Hg; sie kann sich aber auch unabhängig vom Blutdruck ändern. Die Abhängigkeit der PWG vom Blutdruck war Anlass für weitere umfangreiche Untersuchungen (37; 53; 9; 67; 38; 48; 29; 12; 78; 81; 23; 39; 10; 2; 46; 69; 33; 21; 11; 88; 13; 14; 84; 16; 62; 65; 87).

Besonders Arterien vom muskulären Typ können bei verschiedenen Durchmesser die gleiche Spannung oder bei gleichen Durchmessern verschiedene Spannungen der Wand besitzen. Daher kann das Gefäßsystem bei annähernd gleichem Blutdruck verschiedene Blutmengen beherbergen. Dies geschieht durch Änderung des Kontraktionszustandes der glatten Wandmuskulatur, der auch als "Tonus" bezeichnet wird. Hierdurch ist auch eine Änderung des Elastizitätsmoduls möglich. Der Gefäßtonus

ist somit ein weiterer Faktor, der Form und Ausbreitung der Pulswelle mit bestimmt. GRUNMACH (43) machte den Versuch, eine lokale Erschlaffung eines Arterienabschnittes zu erreichen. Wenn er den Arm in Wasser von 41°C tauchte, so stieg die Pulsverspätung zwischen A. carotis und A. radialis von 0,07 auf 0,096 sec. Die Pulswelle ruckte also bei konstantem Blutdruck in dem Gefäßgebiet mit vermindertem Tonus mit kleinerer Geschwindigkeit vorwärts. Im obigen Fall sank die PWG um 14 % unter den Ausgangswert. Es besteht jedoch heute noch keine Sicherheit darüber, ob mit sich änderndem Kontraktionszustand der Muskulatur sich auch grundsätzlich immer die PWG ändert. Wahrscheinlich kann je nach Ausgangsquerschnitt und Blutdruck einmal eine Zunahme, das andere Mal eine Abnahme der PWG erfolgen.

Die Möglichkeit, dass die Pulswellen im Arteriensystem reflektiert werden und zur Ausbildung stehender Wellen führen, die auf die Form des Arterienpulses von Einfluss sind, wurde schon von VIERORDT (70), MARFY (61), RIVE (66), LANDOIS (62), MOENS (63), LIEBIG (60) und anderer in Erwägung gezogen. Nachdem F. H. WEBER erste Messungen der PWG vorgenommen und spätere Untersucher sich zu diesem Zweck graphischer Methoden bedient hatten, untersuchte auch v. KRIES (55) theoretisch und experimentell die Verformungen der Pulswellen während ihrer Ausbreitung. Er zeigte auf mathematischem Wege, dass in weiten elastischen Röhren die pulsatorischen Schwankungen der Strömung und des Druckes einander proportional verlaufen. Auf ein Strömungsmaximum an einer bestimmten Stelle trifft zu gleicher Zeit auch ein Druckmaximum. In engen elastischen Röhren dagegen, in denen die Reibung merklich wird, gehen die Änderungen von Strömungsgeschwindigkeit und Druck nicht mehr genau parallel. In der Aortenwurzel konnte für das Druckmaximum des Pulses eine deutliche Verspätung gegen das Maximum der Strömungsgeschwindigkeit nicht vorhanden sein, da die Strömungsgeschwindigkeit nicht auf einem konstanten Wert bleibe, sondern sofort wieder mit grosser Steilheit absinke. Nach v. KRIES fällt das Druckmaximum hier ungefähr mit dem Maximum der Strömungsgeschwindigkeit zusammen, woraus zu schliessen sei, dass die einfache Bergwelle, die das Herz in der Aortenwurzel erzeugt, auch als solche die Peripherie des Arteriensystems erreicht. Seit den Untersuchungen von FRANK (25, 26, 28) aber ist bekannt, dass normalerweise die Form der zentralen arteriellen Druckkurve während der Systole auf charakteristische Art von der Stromstärkekurve abweicht. Der Ausstieg am Beginn ist bei beiden Kurven steil, jedoch erreicht die Stromstärke ihr Maximum früher als der Druck. Je höher der mittlere Blutdruck ist, um so später tritt im allgemeinen das Druckmaximum auf, da während des grössten Teils der Systole positiv reflektierte Wellen aus der Peripherie in die herznahen Arterien gelangen, wo dort den Druck überhöhen. Deshalb steigt die resultierende Druckkurve weiter an, obwohl die Stromstärkekurve und damit der Druck der primären Pulswelle bereits wieder absinkt.

Durch gleichzeitiges Überzeichnens von Kammer- und Aortendruck lassen sich bekanntlich zwei ungleiche Hälften jeder Pulperiode erkennen. Die

erste Hälfte wird als systolischer Teil des Aortenpulses bezeichnet. Dieser reicht vom Zeitpunkt der Öffnung bis zum Schluss der Aortenklappe und entspricht der Austreibungszeit des linken Ventrikels. Dann beginnt der zweite, diastolische Teil. Im systolischen Teil folgt der Aortendruck in seiner Verlaufsform ungefähr dem Druck der Kammer. Im diastolischen Teil des Aortenpulses entfernen sich nach dem Klappenschluss der Kammer- und Aortendruck sehr rasch voneinander, ausserdem treten in den Arterien rhythmische Druckschwankungen von abnehmender Amplitude auf. Diese können als "sekundäre Wellen" der Pulscurve bezeichnet werden. Erste Erklärungsversuche der Ursache ihres Auftretens waren nicht überzeugend. So suchte MAREY (61) sie im elastischen Verhalten der Aorta und des Arteriensystems. Er sprach vom "Schwingen der arteriellen Blutsäule als Ganzes". LANDOIS (59) bezeichnete diese Erscheinungen als "Rückstosselevationen", während MOENS (63) von "Öffnungs- und Schliessungsschwingungen" sprach. Von einer abschliessenden Klärung war man jedoch noch weit entfernt.

Eine Wendung in der Betrachtungsweise brachte GRASHEY (41), der die verschiedenen Erscheinungsformen der Reflexion von Schlauchwellen studierte und ihren Einfluss auf die Pulsform erkannte. Durch seine ausgedehnten Versuche an Kautschukschläuchen berichtete er viele Missverständnisse und Unklarheiten in den Darstellungen früherer Autoren und schuf dadurch die Voraussetzungen zur weiteren Aufklärung der Schwingungsverhältnisse im Arteriensystem.

Der nächste Schritt war die Entwicklung einer Methode zur Bestimmung der Richtung der Ausbreitung von Wellen. Auf seiner schon erwähnten Erkenntnis aufbauend, dass in weiten elastischen Röhren die pulsatorischen Schwankungen der Strömung und des Drucks an jeder Stelle einander proportional verlaufen, dass also auf ein Strömungsmaximum an einer bestimmten Stelle der Röhre zur gleichen Zeit auch ein Druckmaximum trifft, entwickelte v. KRIES (55) ein Gerät, mit dem man an ein und demselben Ort und zur gleichen Zeit Druck- und Strompuls schreiben kann. Breitet sich die Welle in Stromrichtung aus, dann fällt an jedem Ort ein Druckmaximum mit einem Strömungsmaximum zusammen, in der umgekehrten Richtung mit einem Strömungsminimum.

Diesem Gedanken folgte FICK (22), als er seine älteren Versuche über Strompulse wieder aufnahm und mit Druckschreibung verband. Er ging so vor, dass er die linke Hand in einen mit Wasser gefüllten Blechzylinder steckte, der mit einer Luftpumpe verbunden war und so als Plethysmograph diente. Eine Kautschukmanschette verschloss das System. Nun wurde auf die A. radialis ein Transmissions-Sphygmograph aufgesetzt, so dass der Druckpuls und der aus dem Volumpuls abgeleitete Strompuls gleichzeitig auf einer Trommel aufgezeichnet wurden. Die Verschiedenheit des Verlaufes beider Kurven liess erkennen, dass die Wellen nicht einerlei Richtung haben können, sondern dass der ersten stromwärts gerichteten Welle eine zweite, positive, rückläufige Welle unmittelbar nachfolgt. In ähnlicher Weise ging v. KRIES (56) vor; er schrieb die Strompulse unmittelbar auf am Unter- und Oberarm und an der unteren Extremität mit dem Gas-Tachographen. Diese verglich er mit den dazugehörigen

Druckpulsen und kam auch zu dem Schluss, dass das starke Absinken der Stromkurve unmittelbar hinter dem primären Gipfel, das nicht von einem entsprechenden Sinken des Drucks begleitet ist, eine positive periphere Reflexion anzeigt, d. h. dass der Wellenberg als Wellenberg reflektiert wird, wie dies an verschlossenen Enden der Fall ist. Diese Ergebnisse erweiterten v. FREY und KREHL (35) durch Leichenversuche, wobei sie einwandfrei Interferenzerscheinungen beobachteten. Die beiden Autoren verwendeten in ihren Versuchen defibriertes Blut, das hierbei ein sehr wesentlicher Faktor zu sein schien, da der gleiche Versuch bei Verwendung von Kochsalzlösungen durch BERNSTEIN (7) und HOORWEG (49) misslungen war. v. FREY (34) ging dieser Frage nach und bewies, dass bei Anwendung von Kochsalzlösungen die Zurückwerfung der Pulswellen weniger deutlich und auch in anderer Weise stattfindet als bei Blut. In einer Flüssigkeit, in der Körperchen aufgeschwemmt sind, wie dies beim Blut der Fall ist, können diese Reflexionen bedingen, wenn irgendwo der Durchmesser der Röhren auf den Durchmesser der aufgeschwemmten Teilchen herabsinkt. Demgemäss verlegte v. FREY den Ort der peripheren Reflexion der Pulswelle in die Kapillaren. Im Vorhandensein der Blutkörperchen suchte er auch hauptsächlich das Hindernis, das den Übergang der Wellen in das Venensystem vereitelt. ONIMUS und VIRY (64) hatten schon früher die Blutkörperchen in den Kapillaren für die Wellenreflexion verantwortlich gemacht, weil sie nach starker Verminderung der Blutkörperchen, z. B. als Folge eines Aderlasses, ein Übertreten der Pulswellen in die Venen beobachtet hatten.

Zur weiteren Klärung der Verhältnisse interessierte besonders die Form des Druckablaufs in der Aorta und hier speziell in der Aortenwurzel, die als "Grundform" des arteriellen Pulses (57) bezeichnet wurde. Dieser Grundform des arteriellen Pulses widmete auch FRANK (24) eine besondere Abhandlung. Die Hauptschwierigkeiten zur Aufklärung zentraler Pulsformen lag in den unzureichenden Registriermethoden. Dies und mangelnde Kritik gegenüber den Unzulänglichkeiten der eigenen Methodik brachte eine Vielfalt von verschiedenen Meinungen über die "wahren" Pulsformen hervor, die häufig zu falschen Schlussfolgerungen Veranlassung gaben. Die dynamische Leistungsgrenze des von FRANK (26) entwickelten Stiftmanometers lag bei einer Schwingungszahl von 55 - 60/sec. Mit diesem Gerät konnte er in der Aufklärung der Form zentraler Pulse, welche Geräte mit weit höherer Schwingungszahl erfordern als dies zur Schreibung peripherer Arterienpulse der Fall ist, keine Fortschritte erzielen. Eine Erhöhung der Schwingungszahl auf über 100/sec erreichte FRANK mit dem nach ihm benannten Spiegelmanometer, das erstmals eine Darstellung der Druckschwankungen in der Aorta erlaubte, ohne dass wesentliche Korrekturen erforderlich waren.

FRANK ging nun daran, folgende Abschnitte des Druckablaufs in der Aorta

-
- +) Zur Prüfung der von seinen Instrumenten aufgezeichneten Kurven entwickelte FRANK (26) ein allgemeingültiges analytisches Verfahren, mit dem ihm auch eine objektive Kritik des Kurvenmaterials anderer Untersucher möglich war.

besonders zu untersuchen: die im Beginn des systolischen Teils auftretende Anfangsschwingung, dann den systolischen Hauptteil, die Inzisur mit der oder den Nachschwingungen, die scharf den systolischen Teil vom diastolischen trennt, den diastolischen Teil und die bereits zum nächsten Herzzyklus gehörenden Vorschwingungen am Ende der Diastole. Hinzu kamen noch die sowohl während des systolischen, als auch des diastolischen Teils auftretenden Erhebungen niedriger Frequenz, die FRANK als durch Reflexionen bedingt auffasste. Das erste Zeichen einer derartigen Schwingung fand er gewöhnlich in der Gegend des Systolenendes, meistens etwas vor dem Ende derselben. Ihr ganz bestimmtes zeitliches Auftreten und die ganz bestimmte Form dieser Erscheinung führte ihn weiter zu der Annahme, dass die Pulswelle an bestimmten Stellen des arteriellen Systems reflektiert wird. Er berechnete den Weg, den die Welle bis zu diesem Zeitpunkt zurückgelegt haben mochte, und fand, wenn er 7 m/sec als die ungefähre durchschnittliche PWG annahm, dass die Welle bis zu diesem Moment eine Strecke zurückgelegt haben konnte, die eine Reflexion an der Aufzweigung der Aorta in die beiden Aa. iliacae wahrscheinlich machte. Eine weitere Erhebung beobachtete er, die einer Reflexion an einem Punkt entsprechen konnte, der 21 cm von der Aortenklappe entfernt ist. Dies entspricht ungefähr der Carotisbahn bis zum Eintritt der A. carotis in die Schädelhöhle. Hier ist erwähnenswert, dass GRASHEY (42) in seinen Studien über den Hirndruck bestimmt erklärte, dass besonders an dieser Stelle eine Reflexion stattfinden müsse. Ob durch weitere, gewiss diffuse Reflexionen das Pulsbild in der Aorta beeinflusst wird, schien FRANK sehr fraglich, da ein grosser Teil der Gefässbahnen wegen seiner relativ geringen Länge keine die Form des systolischen Teils des Pulses beeinflussenden reflektierten Wellen führen kann, auch würden sie sich alle überdecken, der Betrag der Änderung des Pulsbildes wäre nur geringfügig.

In den peripheren Pulsen fällt bei normalem Blutdruck das Fehlen aller schnelleren Schwingungen auf, die in der Druckkurve der Aortenwurzel vorhanden sind. Vor allem fehlen die Vorschwingungen und ebenso die Schwingung nach der Inzisur. Statt der Inzisur selbst, die als solche nicht mehr erkannt werden kann, tritt mitunter eine flache Einbiegung auf. Somit ist das Bild des Druckablaufs weitgehend verändert. Es zeigte sich ferner, dass die Dikrotie der Femoraliskurve nicht durch eine sogenannte Klappenschlusswelle bedingt ist, sondern ihre Entstehung einem anderen Grund verdankt. Die wesentliche Ursache liegt zweifellos in einer Reflexion der Wellen in der Peripherie der Arterien und der Interferenz mit den zentrifugalen Wellenzügen. FRANK kam also zu derselben Ansicht wie v. KRIES, v. FREY, sowie GRAHEY, dass dieses Pulsbild im wesentlichen nicht durch zentrale, sondern fast ausschliesslich durch periphere Ursachen bedingt ist. Der Unterschied, der zwischen FRANK's Untersuchungsergebnissen und denjenigen dieser Forscher besteht, bezieht sich mehr auf Einzelheiten der Pulsformen als auf das Prinzip. Im wesentlichen ist seiner neuen Methodik die Erkenntnis zu verdanken, dass ein grundlegender Unterschied zwischen dem Verlauf der zentralen und peripheren Pulskurve besteht und damit zwischen der Klappenschlussinzisur des zentralen und der Dikrotie des peripheren Pulses; beide haben verschiedene Ursachen.

Der Übergang vom zentralen zum peripheren Puls ist natürlich nicht scharf. So verschwindet die Inzisierung entlang der Aorta erst allmählich aus dem Pulsbild. Es bildet sich, vom Zentrum nach der Peripherie fortschreitend, immer mehr die Dikrotie des Pulses aus. Seine Erkenntnisse gewann FRANK in erster Linie durch Untersuchungen im Tierexperiment, doch führte er auch zahlreiche Registrierungen des peripheren menschlichen Pulses durch. Auch am menschlichen Arteriensystem fand er Erscheinungen, die grösste Ähnlichkeit mit den bei stehenden Wellen sich abspielenden aufweisen. Bei der Aufzeichnung des Cubitalis- und Radialis-pulses konnte er einwandfrei zentrale und periphere Anteile erkennen. Der ganze Verlauf seiner Kurve hat den Charakter von abklingenden Eigenschwingungen, wobei bei jugendlichen Individuen zentrale Ursachen und periphere Reflexionen ungefähr gleich grossen Einfluss haben, während im Greisenalter die Form sich im wesentlichen der zentralen annähert.

Im ganzen entwickelte FRANK etwa folgende Auffassung über die Entstehung der zentralen und peripheren Pulsform. Die Grundform der zentralen Pulses kommt im wesentlichen nach dem Prinzip des Windkessels zustande. Sie setzt sich im Idealfall aus zwei durch einen Knick voneinander getrennten Teilen zusammen, dessen erster vom Beginn der Austreibung bis zum Ende der Systole und dessen zweiter von diesem Zeitpunkt (Klappenschluss) bis zum Beginn der neuen Austreibung dauert. So einfach sieht die zentrale Pulscurve jedoch nicht aus. Sie wird durch Schwingungen, die Teilerscheinung einer stehenden Welle sind, verändert. Dass derartige Wellenbewegungen zu besonderen Erhebungen und Senkungen der Kurve führen, war wiederholt geleugnet worden. Aber ein Blick auf den peripheren Puls zeigt, dass sie existieren müssen. Und wenn sie in der Peripherie existieren, so müssen sie auch im zentralen Puls zu finden sein. Wie bereits erwähnt, treffen wegen des ungleichen Abganges der Äste und ihrer verschiedenen Durchmesser und Längen die Wellen zu den verschiedensten Zeiten in der Gefässwurzel wieder ein. Es ist zu erwarten, dass nur die aus den grossen Röhren zurückkommenden Wellen eine Wirkung im Zentrum ausüben. Günstig ist die Möglichkeit für diejenigen Wellen, die aus den Carotiden, den grossen Arterien der Extremitäten und der Aorta descendens stammen. 1926 konnte FRANK (28) seine schon 1905 geäusserte Vermutung experimentell bestätigen, dass die erste nach dem Beginn des zentralen Pulses eintreffende Welle von der A. carotis stammt, denn es zeigt sich, sowohl beim menschlichen Puls wie auch beim Puls des Hundes nach derjenigen Zeit, in der die Länge der Bahn der A. carotis zweimal zurückgelegt werden kann, eine Erhebung, die nicht der Grundform angehört.

Ausser diesen verhältnismässig kurzen Schwingungen existiert in dem zentralen Puls noch eine Schwingung von wesentlich längerer Dauer. FRANK (28) bezeichnete diese als die "Grundschwingung" des arteriellen Pulses. Darunter verstand er eine gedämpft abklingende Eigenschwingung der Blutsäule im Arterienrohr mit den Merkmalen einer stehenden Welle, die mit jedem Puls neu erregt wird. Ihren wesentlichen Beitrag erhält sie von den grossen Röhren der Extremitäten, deren Wellen sich zu der Grundschwingung summieren.

Für die Peripherie stellte FRANK (28) fest, dass dort im wesentlichen Reflexionen mit Phasenumkehr der Strömung und mit Phasengleichheit des Drucks stattfinden, wie dies im Extremfall bei Reflexion an einer festen Wand der Fall ist. Er ermittelte die Entstehungsart des peripheren Pulses im Tierexperiment bei verschiedenen hohen absoluten Druckwerten. Bei hohem mittleren Blutdruck ist der zentrale Puls durch gesondert erkennbare Wellen fast nicht entstellt, während im Femoralispuls die sichtbaren Schwingungen überwiegen. Zeichnet man nach FRANK die beiden Kurven übereinander, so sieht man die starke Überhöhung des Druckes im Anfang des Femoralispulses gegenüber dem zentralen. Derartige Reflexionen ergeben sich immer dann, wenn die Welle auf einen auf eine kurze Strecke beschränkten höheren Widerstand trifft. FRANK vermutete als wesentlichen Widerstand einen solchen, der durch Reibungskräfte bedingt ist. Die Hauptorte der peripheren positiven Reflexion suchte er dort, wo die Arterien sich verhältnismässig rasch in die kleinen Zweige auf lösen. Hier zeigen die Pulse den steilen, ohne Unterbrechung stattfindenden Anstieg bis zu dem früh gelegenen Hauptgipfel. Wie seine Tierversuche ergaben, kann hier der Druck bis zu 100 % über dem zentralen Druckmaximum liegen. Er nannte einen derartigen Puls, wie er z. B. am Ende der A. radialis auftritt, einen "Endpuls". In dem Verlauf der grossen arteriellen Röhren, z. B. in der A. brachialis oder in der A. femoralis in der Mitte des Oberschenkels, tritt ein Puls auf, bei dem das Maximum nicht in einem Zug, sondern mit einem dazwischen liegenden Knick der Kurve erreicht wird. Genau dasselbe ist der Fall bei einem Schlauch, an dessen Anfang eine erzwungene Welle erregt wird (zentraler Puls) und dessen Ende fest verschlossen ist. Am Ende ist eine Überhöhung des Drucks und in der Mitte noch ein Teil der erzwungenen Schwingung als Vorgipfel vorhanden. Diesen Puls nannte er den "Mittelpuls". Am Arteriensystem konnte er experimentell unterscheiden, ob es sich um einen Mittel- oder Endpuls handelt. Klemmte er die A. femoralis, deren Puls er durch ein mit einem Seitenast verbundenes Manometer registrierte, unterhalb des Manometers ab, so verwandelte sich der Puls aus einem deutlichen Mittelpuls in einen Endpuls. Führt er dasselbe Experiment am Radialis-puls des Menschen durch, indem er die Hand umschnürte, so trat keine Veränderung ein. d. h. der Radialis-puls ist ein ausgesprochener Endpuls.

Zur Analyse eines peripheren Pulses, z. B. des Radialis-pulses beim Menschen, ist die Bestimmung der Geschwindigkeit der Pulswelle notwendig. Diese konnte erst durch FRANK mit hinreichender Genauigkeit gemessen werden, seitdem er mit der optischen Methode den Puls der A. subclavia als einen ausgeprägten zentralen Puls darstellen konnte. Rechnete er mit einer PWG von 8 m/sec, wie er sie bei zwei jugendlichen Männern für die Armarterie unter Normalbedingungen gefunden hatte, so ergab sich eine Wellenlänge von 2,07 m. Die Entfernung vom Ellenbogen bis zur Stelle der Registrierung des Radialis-pulses, d. h. die Länge der A. radialis bzw. A. ulnaris, war ungefähr 0,25 m. Bei Vorliegen von Schwingungsverhältnissen wie bei einer beiderseits gedeckten Pfeife ($\lambda/2$) würde sich die Wellenlänge der stehenden Welle zu 0,5 m gegenüber der tatsächlich vorhandenen Wellenlänge von

2,07 m berechnen. Dieser Fall war also sicher nicht verwirklicht. Aber ebenso unmöglich schien ihm, dass die Wirkung einer einseitig gedeckten Pfeife ($\lambda/4$) gegeben ist. Dann wurde die Wellenlänge der stehenden Welle 1,00 m betragen gegenüber tatsächlich 2,07 m. Hieraus schloss er, dass das Rohr der Doppellarterie A. ulnaris-radialis eine derartige Schwingung nicht erzeugt. Es konnte sich nur um das ganze Rohr der A. brachialis handeln. Dieses war bei den beiden Versuchspersonen etwa 0,51 m lang. Rechnete er mit einer positiven Reflexion am Ursprung der Arterie ($\lambda/2$), so ergab sich die Wellenlänge der stehenden Welle zu 1,22 m, was nicht mit der tatsächlich gefundenen Wellenlänge übereinstimmte. Nahm er dagegen an, dass am Ursprung der Arterie eine negative Reflexion stattfindet bzw. dass die Verhältnisse grundsätzlich mit denjenigen einer einseitig gedeckten Pfeife ($\lambda/4$) übereinstimmen, so war die Wellenlänge der stehenden Welle 2,44 m. Die tatsächlich gefundene Wellenlänge von 2,07 m lag unterhalb dieses Wertes, wich aber nur wenig ab. Er kam zu dem Schluss, dass die Konstitution dieses Systems zwischen derjenigen einer einseitig gedeckten und doppelseitig gedeckten Pfeife liegt, und zwar nahe der einseitig gedeckten Pfeife, d. h. dass im arteriellen Nebenrohr der Arterie eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) enthalten ist.

FRANK's Meinung über die Schwingungsverhältnisse im arteriellen Hauptrohr lässt sich dahin gehend zusammenfassen, dass er hier annähernd die Verhältnisse wie bei einer doppelseitig gedeckten Pfeife verwirklicht sah. Demnach enthält das arterielle Hauptrohr eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$). Ihre hämodynamische Bedeutung im Arteriensystem ist gering. Lebhaftere Diskussionen aber entzündeten sich an der Frage, inwieweit diese stehenden Wellen messtechnisch zu verwenden sind zur Feststellung der sogenannten "wirksamen Länge" des arteriellen Windkessels.

Dieser Frage widmeten auch WEZLER und BÖGER (82) ausführliche Studien durch Untersuchungen am Menschen. Sie folgten dabei im Prinzip dem Vorgehen von FRANK insofern, als sie ebenfalls die Grundschwingung des arteriellen Pulses heranzogen. Am Subclavia-Puls, den FRANK benutzt hatte, lässt sich die Grundschwingung nicht immer mit genügender Genauigkeit messen. Dies gelingt besser am Femoralis-Puls, dessen gemessene Hauptschwingung mit der Grundschwingung des Subclavia-Pulses übereinstimmt. WEZLER und BÖGER verwendeten bei ihren Untersuchungen den Femoralis-Puls zur Bestimmung der Grundschwingungsdauer und glaubten aus mehreren Gründen für das arterielle Hauptrohr des menschlichen Gefäßsystems eine Strecke, die durch eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) begrenzt wird, ablehnen zu müssen. Sowohl nach anatomischen als auch nach physiologischen Feststellungen schien den Autoren eine Strecke, die durch eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) begrenzt wird, die Bedingungen für deutliche Reflexionen innerhalb kurzer Arterienstrecken zu erfüllen. Die von ihnen angenommene Arterienstrecke kommt am peripheren Ende einige Zentimeter innerhalb des Leistenbandes in den Bereich der Aa. iliacae zu liegen, wo nach den Unter-

suchungen von BENNINGHOFF (4) die Arterien vom elastischen Typ in den vorwiegend muskulären übergehen. Ausserdem erfolgt in dieser Gegend auch eine verhältnismässig starke Aufspaltung des arteriellen Gefässbaumes, die mit einer merklichen Querschnittserweiterung verbunden ist. Die physiologische Parallele hierzu sehen WEZLER und BÖGER in den Feststellungen von GAUER (40), dass die PWG im Gebiet der Aa. iliaca ext. beim Menschen ihren steilsten Anstieg hat. Von hier bis zur A. femoralis steigt die PWG bis auf den doppelten Wert, um dann im Gebiet der Beinarterie wieder auf konstanter Höhe zu verweilen.

Wäre die Strecke durch eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) gegeben, so müssten Verhältnisse vorliegen wie bei einer einseitig gedeckten Pfeife, d.h. die Art der Reflexionsbedingungen müsste an beiden Enden verschieden sein. In Bezug auf die Verhältnisse im Zentrum sind WEZLER und BÖGER (83) der gleichen Meinung wie schon frühere Autoren, insbesondere FRANK (26). Schon die Tatsache, dass die Schwingungsdauer des Femoralis-Pulses zu $2/3$ ihrer Länge in die Diastole fällt, also in die Zeit nach Schluss der Aortenklappe, brachte auch sie zu der Auffassung, dass die Bedingungen für die Reflexion rückläufiger Wellen am Herzen denen an einem geschlossenen Ende entsprechen.

Aus den oben erwähnten Gründen und der Beobachtung, auf die auch schon FRANK (28; 31), allerdings mit einer anderen Schlussfolgerung, hingewiesen hatte, dass nämlich der Femoralis-Puls des Menschen sich durch periphere Abklemmung in seiner Form einem Endpuls nähert, zogen WEZLER und BÖGER im Gegensatz zu FRANK den Schluss, dass es sich um eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) handle. Das periphere Ende ist unter dieser Voraussetzung beim Erwachsenen am Leistenband zu finden, wo nach ihrer Auffassung negative Reflexionen stattfinden. Jedoch betrachteten WEZLER und BÖGER (82) diese Stelle als ortsvariabel durch Verschiebung von Reflexionsstellen in Abhängigkeit vom Alter (8), Blutdruck (78) und vom Kontraktionszustand der glatten Gefässmuskulatur (83). Mit zunehmendem Alter und steigendem Blutdruck wächst nach ihrer Meinung die Länge dieser Strecke ($\lambda/4$) durch Hinausrücken ihrer peripheren Grenze.

Gegen diese Annahme einer viertel Wellenlänge der stehenden Welle wandten sich als erste HAMILTON und DOW (44). Sie wiesen am Hund nach, dass die Nebenschwingungen des zentralen Pulses denen des peripheren Pulses in der Phase entgegengesetzt sind und dazwischen ein Druckknoten der Grundschwingung liegt, der durch peripheren Arterienverschluss zentralwärts verschoben werden kann. Ihre Ergebnisse gewannen die Autoren bei normalen Kreislaufverhältnissen. Sie führten die Kanülen zweier optischer Manometer in die A. carotis oder A. subclavia einerseits und in die A. femoralis andererseits ein. Die Femoraliskanüle wurde stufenweise herzwärts verschoben. Auf diese Weise konnten von jedem Teil des Systems A. carotis - Aorta - A. iliaca - A. femoralis Paare von gleichzeitig geschriebenen Druckpulsen gewonnen werden. Mit dieser

Methode liess sich der Druckknoten aber nur sehr unscharf lokalisieren. Durch eine Änderung der experimentellen Anordnung wurden diese Mängel dadurch behoben, dass durch eine Occlusionskanüle ein vollständiger Verschluss der Aorta herbeigeführt wurde. Die Autoren gingen so vor, dass sie an der Spitze einer Kanüle einen kleinen, aufblasbaren Ballon aus dünnem Gummi befestigten und diesen von der A. femoralis aus bis zu einer bestimmten Stelle im unteren Teil der Aorta vor-schoben. Den vollständigen Verschluss zeigte ein im Bereich der Beinarterie liegendes Kontrollmanometer (K) durch Erloschen des Pulses an. Wie schon bei ihren Versuchen ohne Occlusionskanüle führten sie auch jetzt von der A. carotis einerseits und der A. femoralis andererseits die Kanülen zweier optischer Manometer in die Aorta ein. Die Femoraliskanüle (F) wurde am Ballon vorbeigeschoben und lag direkt oberhalb der Occlusionsstelle zu liegen. Am gleichen Ort befand sich die Spitze der Carotiskanüle (C). Das Ergebnis dieses Versuches war, während und nach Verschluss der Aorta zeigt Abb. 2a. Die Kanülen C und F sind gemeinsam un-

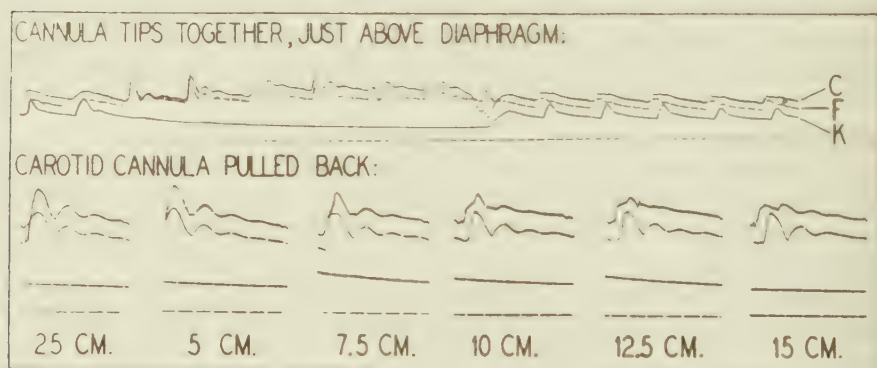


ABBILDUNG 2 a = oben und b = unten: Pulsaufnahmen unter den im Text beschriebenen Bedingungen. Jeweils von oben nach unten: Carotiskanüle (C), Femoraliskanüle (F), Kontrollkanüle (K). (Nach HAMILTON und DOW (44)).

mittelbar unterhalb des Zwerchfells lokalisiert. Die Kanüle K gibt die Dauer der Occlusion an. Im Folgenden wurde das Experiment unter stufenweisem Zurückziehen der Carotiskanüle C bis über den Aortenbogen hinaus und bei unveränderter Lage aller übrigen Kanülen und jeweils vollständigem Verschluss der Aorta wiederholt. In Abb. 2b besteht 7,5 cm oberhalb der Occlusionsstelle noch Gleichphasigkeit der Nebenschwingungen der mit den Kanülen C und F geschriebenen Puls-kurven. 12,5 cm oberhalb der Occlusionsstelle fehlt die Grundschriftungsamplitude des mit der Kanüle C geschriebenen Pulses fast vollständig. Die Spitze der Carotiskanüle befindet sich demnach in unmittelbarer Nähe des durch die Occlusion zentralwärts verschobenen Druckknotens. In 15 cm Entfernung hat sich bereits eine deutliche Gegenphasigkeit der Nebenschwingungen ausgebildet.

Die Art der Experimente von HAMILTON und DOW schloss den Versuch am Menschen aus. Alles in den Ergebnissen der Autoren spricht für die Existenz von stehenden Wellen im Gefäßsystem, wobei im arteriellen Hauptrohr eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) enthalten ist in Übereinstimmung mit FRANK und im Gegensatz zu der Auffassung WEZLER's und BÖGER's. Der Ort des Druckknotens wird von HAMILTON und DOW in den unteren Teil der Thoraxaorta lokalisiert, er liegt also nicht in der räumlichen Mitte des Systems. Zu grundsätzlich ähnlichen Ergebnissen im Tierexperiment wie diese Autoren kamen bei gleichzeitiger Schreibung des Druckes der A. carotis und A. femoralis WETTERER und DEPPE (17; 73; 18; 74; 19). In diesem Zusammenhang ist erwähnenswert, dass auch schon v. FREY (36) die Gegenphasigkeit zentraler und peripherer Pulse erkannt hatte. Bei gleichzeitiger Aufschreibung des Druckes in der A. anonyma und A. iliaca sah er, dass die sekundären Erhebungen in den beiden Kurven meistens alternieren.

An menschlichen Pulskurven, die früher von GAUER (40) entlang der Aorta und weiter distal registriert worden waren, zeigte SCHMITT (68), dass auch beim Menschen eine deutliche Gegenphasigkeit der Grundschiwingung des zentralen Pulses (A. subclavia) gegenüber den peripheren Pulsen (untere Bauchaorta, A. femoralis, A. tibialis) besteht. Die Lage des Druckknotens ist relativ herznah, wie deutlich aus zwei von GAUER veröffentlichten Kurven durch SCHMITT festgestellt wurde. Die 7 cm über dem Nabel registrierten Kurven (Abb. 3) müssen

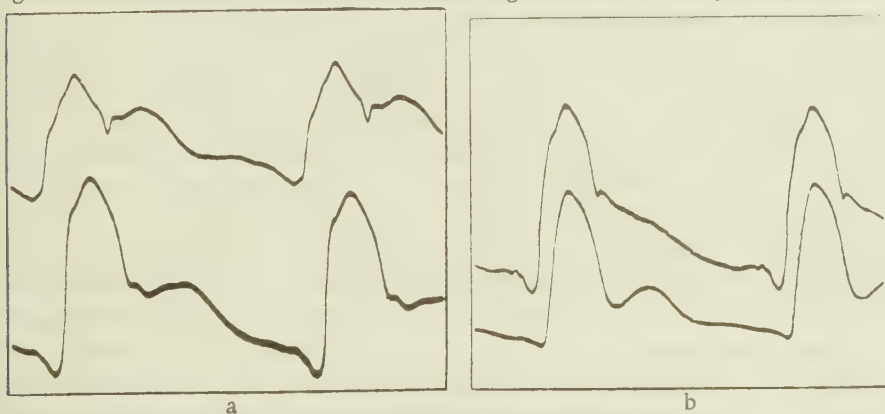


ABBILDUNG 3: Pulskurven eines jugendlichen Menschen.

- a) A. subclavia und Bauchaorta 1 cm oberhalb des Nabels.
Grundschiwingung beider Pulse gegenphasig.
- b) Bauchaorta, 7 cm oberhalb des Nabels, und A. femoralis.
(Nach GAUER (40)).

in unmittelbarer Nähe des Ortes aufgenommen worden sein, an dem sich bei der Versuchsperson GAUER's die Druckknoten der stehenden Welle befand, da die Grundschiwingungsamplitude fast völlig fehlt, obwohl die beiden Kurven in

den übrigen Merkmalen sich nicht von den anderen Pulscurven unterscheiden. SCHMITT, der am Schlauchmodell. ausgedehnte Versuche über die Reflexionsbedingungen von Pulswellen und die Ausbildung stehender Wellen machte, begründete diese Tatsache mit der ungleichmässigen Verteilung der PWG über das Arteriensystem. Unter der Voraussetzung, dass im arteriellen Hauptrohr die Schwingungsverhältnisse sich denen einer doppelseitig gedeckten Pfeife ($\lambda/2$) annähern, liegt der Druckknoten nur dann in der Mitte, wenn die mittlere Wellengeschwindigkeit in beiden Hälften gleich ist (s. o. im allgemeinen Teil über Schlauchwellen). Sind aber die mittleren Geschwindigkeiten verschieden, wie dies im Arteriensystem der Fall ist, so ist der Druckknoten nach der Seite der kleineren Geschwindigkeit verschoben, da die Wellenlaufzeiten der Pulswellen von den beiden Enden bis zum Ort des Knotens einander gleich sein müssen. Für die Versuchsperson GAUER's ermittelte SCHMITT den Ort des Druckknotens mit Hilfe einer Zeit-Weg-Kurve der Pulsquelle (Abb. 4) in einer Entfernung von ungefähr 39 cm vom Herzen. Für die



ABBILDUNG 4. Zeit-Weg-Kurve der Pulsquelle bei einem jugendlichen Menschen, konstruiert nach Zahlenangaben von GAUER. Entfernung des Druckknotens vom Herzen etwa 39 cm. Entfernung der peripheren Reflexionsstelle vom Herzen nach der doppelten Laufzeit der Pulsquelle bis zum Knoten graphisch ermittelt: 130 cm. (Nach SCHMITT (18)).

gleiche Versuchsperson bestimmte er auch den Ort der peripheren Reflexion des arteriellen Hauptrohres, und zwar in einer Entfernung vom Herzen von ungefähr 130 cm in der Nähe des distalen Endes der A. tibialis. Hierbei wurde bei bekannter Lage der zentralen Reflexionsstelle, bekannter Lage des Druckknotens und be-

kannter PWG in den verschiedenen Arterienabschnitten der Strecke Herz-Fuss derjenige Ort im Arteriensystem graphisch ermittelt, zu dessen Erreichung die Pulswelle eine Zeit benötigt, die gleich der doppelten Laufzeit der Pulswelle vom Herzen bis zum Druckknoten entspricht. Diese Befunde sprechen ebenfalls für eine Begrenzung der Arterienstrecke durch eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$). Gegen eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) spricht noch ein weiterer Punkt, nämlich die starke Ausprägung der Grundschiwingung im Bereich der A. femoralis, die an dieser Stelle überhaupt nicht existieren dürfte, wenn am Leistenband ein "offenes Ende" liegen würde.

Nach einem anderen Verfahren ermittelten KAPAL, MARTINI und WETTERER (50) bei einer grossen Zahl von Versuchspersonen aller Altersklassen und Blutdruckbereiche, darunter auch Hypertonikern mit stark erhöhter PWG den Ort der peripheren Reflexion im arteriellen Hauptrohr. Ausgehend von der bekannten physikalischen Bedingung, dass in einem System, das eine halbe Wellenlänge enthält, die Schwingungsdauer gleich der doppelten Wellenlaufzeit zwischen den beiden Enden sein muss, suchten die Autoren denjenigen Ort im Arteriensystem auf, zu dessen Erreichung die Pulswelle eine Zeit benötigt, die gleich der halben Grundschiwingungsdauer ist. Sie bestimmten hierfür die Pulswellenlaufzeit bzw. die mittlere PWG im Bereich der ganzen Arterienstrecke Herz-Fuss. Theoretisch ist dieses "Laufzeitverfahren" der von SCHMITT angegebenen Methode zur Auffindung der peripheren Reflexionsstelle gleichwertig. Der Unterschied zwischen beiden besteht darin, dass nach SCHMITT die Laufzeit bis zum Druckknoten gemessen werden muss, die Grundschiwingungsdauer aber ausser Betracht bleibt. Für das Laufzeitverfahren dagegen wird die Messung der Grundschiwingungsdauer verlangt, während die Laufzeit bis zum Druckknoten belanglos ist. In der Praxis ist dieses Verfahren vorteilhafter, weil die Grundschiwingungsdauer viel genauer bestimmt werden kann als die Laufzeit bis zum Druckknoten. Fehlerhafte Werte haben bei dieser Methode einen geringeren Einfluss auf das Endresultat als bei der Methode von SCHMITT. Als Ort der peripheren Reflexion ermittelten KAPAL, MARTINI und WETTERER (50) den Fussbereich und zeigten in diesem Zusammenhang, dass nach FRANK's Bestimmungsgart, bei der die PWG nur bis zur A. femoralis und nicht in der ganzen Beinarterie erfasst wird, die $\lambda/2$ -Strecke zu kurz berechnet wird. Nur die anatomisch am weitesten entfernten Reflexionsorte in den Füßen sind massgebend, nicht aber die kleinen Seitenäste auf dem Weg des arteriellen Hauptrohres in die Peripherie, aus denen einmal eingetretene Wellen nur mit kleiner Amplitude wieder herausgelangen, weshalb HARDUNG (45) diese als "Wellenfallen" bezeichnet.

Zur Sicherung ihrer Befunde mit dem Laufzeitverfahren über die Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) am Menschen führten KAPAL, MARTINI, REICHEL und WETTERER (51) weitere Untersuchungen durch, wobei sie sich, ähnlich wie HAMILTON und DOW mit ihrem Occlusionsverfahren im Tierexperiment, künstlicher Verkürzungen des Arteriensystems bedienten. Für diese Versuche am Menschen wurde zur Abspernung von Arterien ein Manschettenverfahren ("Abspernungs-

verfahren") benutzt, indem in wechselnder Entfernung vom Herzen ein vollständiger Verschluss der Arterien vorgenommen und jedes Mal auf Grund von Pulsaufnahmen diejenige Strecke errechnet wurde, die gleich dem halben Produkt aus PWG und Grundschwingungsdauer ist. Befindet sich der Ort der Absperrung innerhalb der normalen $\lambda/2$ -Strecke, so muss sich durch die Absperrung eine Verkleinerung dieser errechneten Strecke gegenüber dem ohne Absperrung gefundenen Wert ergeben. Diese Verkleinerung muss um so geringer sein, je näher sich der Absperrungsort dem peripheren Ende der $\lambda/2$ -Strecke befindet. Wenn dagegen die

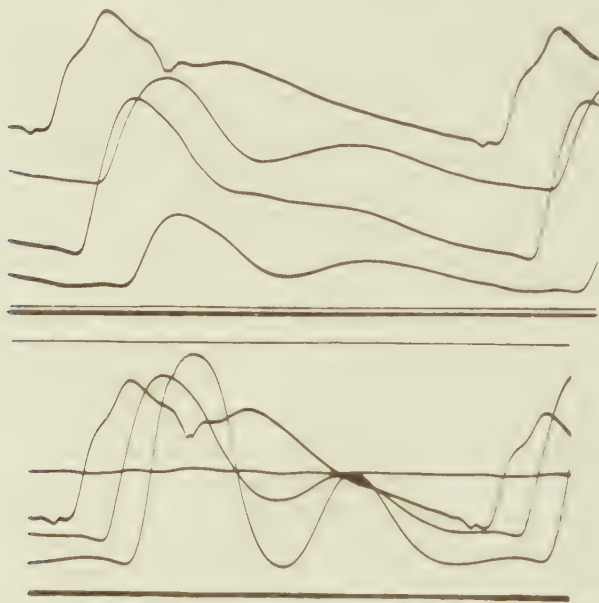


ABBILDUNG 5: a = oben) Ruheaufnahme. Von oben nach unten: Puls der linken A. subclavia, poplitea, femoralis, tibialis. Ganz unten: Null- und Abszissenlinie des Manometers.

b = unten) Absperrung an beiden Unterschenkeln, unmittelbar nach a) aufgenommen. Obere Linie: Manschettendruck. Mittlere Linie: Erloschener Tibialis puls. Ganz unten: Abszissenlinie des Manometers. - 3 Pulse in der Reihenfolge des Pulsbeginns: A. subclavia, femoralis, poplitea. (Nach KAPAL, MARTINI, REICHEL und WETTERER (51)).

Absperrung am peripheren Ende selbst oder an einem noch weiter entfernten Ort stattfindet, darf kein Einfluss auf die Grösse der Strecke, die gleich der halben Grundschwingungsdauer ist, feststellbar sein. Die Autoren stellten bei der doppel-seitigen Kompression der Unter- bzw. Oberschenkel mittels Hohlgummimenschet-

ten fest, dass sich die $\lambda/2$ -Strecke annähernd im gleichen Prozentsatz verkleinert, in dem die Arterienstrecke durch künstliche Absperrung verkürzt wird. Schon eine doppelseitige Kompression der Unterschenkel (Abb. 5) verschob den im Bereich der Bauchaorta gelegenen Druckknoten der stehenden Welle herzwärts. Die $\lambda/2$ -Strecke entspricht demnach der Entfernung zwischen Herz und jeweils herzfernsten Reflexionsorten der Pulswelle, die weiter peripher gelegen sein müssen als die Kompressionsstelle an den Unterschenkeln. Abb. 5 zeigt die bedeutenden Formunterschiede der Pulse zwischen Ruhe und Absperrung an beiden Unterschenkeln. Durch die Absperrung nimmt der Popliteapuls den Charakter eines Endpulses an. Der Femoralispuls erhält durch die Absperrung eine sehr kräftige Grundschwingung und sogar auf den Subclaviapuls erstreckt sich die Wirkung der Unterschenkelabsperrung. - Sowohl in Ruhe wie bei Absperrung haben die peripheren Pulse gemeinsam die gleiche Phase, die der Grundschwingungsphase des zentralen Pulses entgegengesetzt ist.

Nachdem aber BICK und JUNGSMANN (6) Grund zu der Annahme zu haben glaubten, dass das Gesamtvolumen des Arteriensystems neben der Arterienelastizität als massgebend für die Dauer der Grundschwingung anzusehen sei und sogar an die Möglichkeit dachten, dass pulssynchrone Spannungsänderungen der Arterienwände hieran beteiligt seien, machte HICKL (47) weitere Versuche an männlichen Personen nach der oben erwähnten Methode von KAPAL, MARTINI und WETTERER (50). Er berücksichtigte dabei alle Körperbautypen und Altersbereiche, konnte aber die von BICK und JUNGSMANN am Menschen gewonnenen Ergebnisse nicht bestätigen, wonach besonders bei Athletikern und Pyknikern die Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) den Abstand Herz-Mittefuß oft erheblich übertreffen soll, sondern kam im Gegenteil zu denselben Befunden wie KAPAL, MARTINI und WETTERER.

Im Gegensatz zum Hauptrohr ist im arteriellen Nebenrohr der Armarterie eine viertel Wellenlänge ($\lambda/4$) der stehenden Welle enthalten. BLEICHERT, LEZGUS und MARTINI (7) wählten für ihre Versuche das erwähnte "Laufzeitverfahren" und sicherten ihre Ergebnisse mit Hilfe des "Absperrungsverfahrens". Das zentrale, offene Ende dieser Arterienstrecke liegt nach ihren Feststellungen am Ursprung der A. subclavia aus der Aorta bzw. der A. anonyma, da der Wellenwiderstand des Aortenbogens nur etwa ein Fünftel desjenigen der zentralen Armarterie beträgt. Das periphere, geschlossene Ende liegt einige Zentimeter proximal vom Handgelenk.

Das Verhalten stehender Wellen im arteriellen Hauptrohr während Hypothermie untersuchte ALEXANDER (1) im Tierexperiment bei Hunden und konnte zum ersten Male auch in der Druckkurve des Aortenbogens Oszillationen darstellen, die als Ausdruck stehender Wellen gewertet werden müssen. Diese treten zur gleichen Zeit auf wie entsprechende Wellen in der A. femoralis jenseits des Druckknotens, aber mit entgegengesetzter Phase. Weiterhin zeigte ALEXANDER, dass die durch eine allmähliche Abkühlung des Blutes hervorgerufene deutliche Verlängerung der Systolendauer und damit die Verzögerung im Auftreten der

zentralen Inzisur als Folge des verspäteten Klappenschlusses die Dikrotie nicht beeinflusst. Denn die Ausbildung stehender Wellen im Arteriensystem ist, wie auch er betont, in erster Linie abhängig von dem Anfangsimpuls der Austreibung des Blutes aus den Ventrikeln und nur in geringem Maß von den anderen hamodynamischen Erscheinungen im späteren Teil des Herzzyklus.

Eine exakte Kreislaufanalyse sollte alle Faktoren, durch deren Zusammenspiel sich der Kreislauf den jeweiligen Erfordernissen anpasst, erfassen und im richtigen Verhältnis zueinander in Beziehung bringen. FRANK kam dem Ziel einer quantitativen Erfassung der Dynamik des Arteriensystems näher durch Verbindung der Windkesseltheorie mit der Wellenlehre. Jedoch handelt es sich, wie WETTERER und PIEPER (76) hervorheben, bei den Begriffen "Windkessellänge" und "Windkesselquerschnitt" nur um fiktive, wirksame, funktionelle Größen. Deshalb ist es nicht sinnvoll, nach der "richtigen" Windkessellänge und dem "richtigen" Windkesselquerschnitt zu fragen, sondern es kann nur darauf ankommen, die verwendeten Größen passend zueinander zu wählen. Versuche zur praktischen Verwendung der arteriellen stehenden Wellen zur Bestimmung des Schlagvolumens des menschlichen Herzens, besonders durch FRANK (32) und WEZLER und BÜGER (85), blieben mit Fehlern bis zu 100 % behaftet. Trotz mühevollen Aufwands und der Berücksichtigung der Faktoren der einzelnen Teile des Arteriensystems nach den Gesetzen der Wellenlehre durch BAZZETT und Mitarb. (3), war, wie WETTERER (74), WETTERER und DEPPE (75) und WETTERER und PIEPER (76) betonen, im Endergebnis keine nennenswerte Steigerung der Genauigkeit zu erreichen in der praktischen Verwendung der arteriellen stehenden Wellen.

III. ZUSAMMENFASSUNG

Nach einleitenden historischen Bemerkungen zur physikalischen Kreislaufanalyse werden zunächst die wesentlichsten hydromechanischen Voraussetzungen für das Auftreten stehender Wellen im Arteriensystem beschrieben. Ausgehend von der bekannten Beziehung $\lambda = c \cdot T$ wird dargelegt, dass in einem Schlauch mit unendlich grossem Wellenwiderstand an beiden Schlauchenden, d.h. mit starr verschlossenen Enden, eine halbe Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/2$) enthalten ist. In einem Schlauch mit einem offenen und einem geschlossenen Ende ist eine viertel Wellenlänge der stehenden Welle ($\lambda/4$) enthalten. Im experimentellen Teil wird beginnend mit der von E.H. WEBER begründeten Windkesseltheorie der Weg der schrittweise erfolgten Aufklärung der Schwingungsverhältnisse im menschlichen Arteriensystem geschildert. Nachdem v. KRIES, FICK und v. FREY am menschlichen Arteriensystem erstmals einwandfrei Reflexionserscheinungen und das Auftreten stehender Wellen beobachtet hatten, wurden diese Ergebnisse durch FRANK erweitert und quantitativ gefasst. Für das arterielle Hauptrohr wurde übereinstimmend festgestellt, dass hier Schwingungsverhältnisse wie bei einer doppelseitig gedeckten Pfeife ($\lambda/2$) verwirklicht sind. Spätere Untersucher, insbesondere WEZLER und BÖGER, glaubten Gründe zu der Annahme zu haben, dass es sich um eine viertel Wellenlänge ($\lambda/4$) handle, deren peripheres Ende beim Erwachsenen am Leistenband liegt. Weitere Arbeiten anderer Autoren führten wieder zu den schon von v. KRIES, v. FREY und FRANK vertretenen Auffassungen zurück, wobei insbesondere KAPAL, MARTINI und WETTERER zeigten, dass nur die anatomisch am weitesten entfernten Reflexionsorte in den Füßen für die Strecke $\lambda/2$ massgebend sind und nicht auch die zahlreichen nähergelegenen Endverzweigungen von Seitenästen der Aorta.

Zu dem viel diskutierten Versuch der Verwendung der stehenden Wellen im Arteriensystem zur Begrenzung der sogenannten "wirksamen Länge" des arteriellen Windkessels stellte WETTERER fest, dass es wenig sinnvoll sei, nach der "richtigen" Windkessellänge und dem "richtigen" Windkesselquerschnitt zu fragen, sondern es könne nur darauf ankommen, die verwendeten Grössen passend zueinander zu wählen. Versuche zur praktischen Verwendung der arteriellen stehenden Wellen zur Bestimmung der "Windkessellänge" und des Schlagvolumens seien hier zu ungeeignet.

Herrn Professor Dr. E. WETTERER danke
ich für die Überlassung des Themas.

IV. LITERATURVERZEICHNIS

1. ALEXANDER, R.S., Circ.Res. 6, 580 (1958)
2. ANTHONY u. KOCH, Dtsch. Arch. klin. Med. 177, 158 (1935).
3. BAZETT, H.C., F.S.COTTON, L.B.LAPLACE u. J.C.SCOTT, Amer.J.Physiol. 113, 312 (1935).
4. BENNINGHOFF, A., Handb.d. mikroskop. Anatomie d. Menschen, Bd. VI (Berlin 1930).
5. BERNSTEIN, J., S.ber.d. naturf. Ges. Halle (1887).
6. BICK, H.D. u. H. JUNG MANN, Z. Kreislaufforschg. 44, 81 (1955).
7. BLEICHERT, A., R.LEZGUS u.F. MARTINI, Z.Biol. 105, 141 (1952).
8. BÖGER, A. u. K. WEZLER, Z. Kreislaufforschg. 28, 553 (1936).
9. BRAMWELL, J.C. u. A.V.HILL, Proc.Roy, Soc. London 93, 298 (1922).
10. BRAMWELL, J.C., McDOWALL u. M.C. McSWINEY, Proc.Roy.Soc.London 94, Nr.B, 663, 450 (1923).
11. BRAMWELL, J.C., Heart 12, 23 (1925).
12. BROEMSER, PH. u. O.F.RANKE, Z.Biol. 90, 467 (1930); Z.
13. BROEMSER, PH. u. O.F.RANKE, Z. Kreislaufforschg. 25, 11 (1933).
14. BROEMSER, PH. u. K. LIEDHOLM, Z.Biol. 97, 313 (1936).
15. CZERMAK, J., Mitteil.a.d.physiol.Priv.-Lab.i.Prag (Wien 1864); Gesam-melte Schriften, Bd.I (Leipzig 1879).
16. DELIUS, OPITZ u. SCHOEDEL, Luftfahrsm. 6, 213 (1942).
17. DEPPE, B. u. E. WETTERER, Z. Biol. 99, 307 (1939).
18. DEPPE, B. u. E. WETTERER, Z. Biol. 100, 105 (1940).
19. DEPPE, B. u. E. WETTERER, Z. Biol. 100, 337 (1940).
20. EDGREN, J.G., Nordisk med. Arkiv Bd. XX (1888); Skandinav. Arch. 1, 67 (1889).
21. ERLANGER, Amer.J.Physiol. 55, 84 (1921).
22. FICK, A., Verh. phys. -med. Ges. Würzburg (1886).
23. FLASSKAMP, Dr. -Diss. (Giessen 1907).
24. FRANK, O., Z. Biol. 37, 1 (1899).

25. FRANK, O., Z. Biol. 37, 483 (1899).
26. FRANK, O., Z. Biol. 28, 441 (1905).
27. FRANK, O., Z. Biol. 71, 255 (1920).
28. FRANK, O., Z. Biol. 85, 91 (1926); S. ber. Ges. Morph. u. Physiol. München 37, 33 (1926).
29. FRANK, O., S. ber. Ges. Morph. u. Physiol. München 40 (1926).
30. FRANK, O., S. ber. Ges. Morph. u. Physiol. München 41, 53 (1926).
31. FRANK, O., S. ber. Ges. Morph. u. Physiol. München 47, 21 (1928).
32. FRANK, O., Z. Biol. 90, 404 (1930).
33. FRANK, O. u. K. WEZLER, Z. Biol. 91, 439 (1931).
34. v. FREY, M., Centralblatt d. Physiol. 14, (1890).
35. v. FREY, M. u. KREHL, Du Bois' Arch. 31 (1890).
36. v. FREY, M., Die Untersuchung des Pulses (Berlin 1892).
37. FRIBERGER, Dtsch. Arch. klin. Med. 107, 280 (1912).
38. GALLAVERDIN, La tension arterielle en Clinique (Paris 1920).
39. GARTEN u. KLEINKNECHT, Skandinav. Arch. Physiol. (Berlin u. Leipzig) 43, 195 (1923).
40. GAUER, O., Z. Kreislafforschg. 28, 7 (1936).
41. GRASHEY, H., Die Wellenbewegung elastischer Röhren (Leipzig 1881).
42. GRASHEY, H., Experimentelle Beiträge zur Lehre von der Blutzirkulation in der Schädelrückhöhle (zit. u. FRANK, O., Z. Biol. 28 : 441, 1905).
43. GRUNMACH, E., Du Bois' Arch. 417 (1879); Virchow's Arch. 102, 565 (1885); Du Bois' Arch. 129 (1888).
44. HAMILTON, W. F. u. PHILLDOW, Amer. J. Physiol. 125, 48 (1939).
45. HARDUNG, V., Arch. Kreislafforschg. 18, 167 (1952).
46. HEMINGWEY, McSWINEY u. ALLISON, Quart. J. Med. 21, 489 (1928).
47. HICKL, E. -J., Z. Kreislafforschg. 49, 401 (1960).
48. HILL, A. V., CHR. BRAMWELL u. DOWNING, Heart 10, 289 (1923).
49. HOORWEG, J. L., Pflüger's Arch. 46, 115 (1889); 47, 439 (1890).
50. KAPAL, E., F. MARTINI u. E. WETTERER, Z. Biol. 104, 256 (1951).

51. KAPAL, E., F. MARTINI, H. REICHEL u. E. WETTERER, Z. Biol. 104, 429 (1951).
52. KARREMAN, G., Bull. Math. Biophys. 14, 327 (1952); 15, 185 u. 301 (1953); 16, 103 u. 159 (1954).
53. KEYT, A. T., Sphymography and cardiography (New-York 1887).
54. KORTHEWEG, D. J., Wiedemann's Annalen 5, 525 (1878).
55. v. KRIES, J., Festschr. d. Freiburger naturf. Ges. (1883).
56. v. KRIES, J., Du Bois' Arch. 254 (1887).
57. v. KRIES, J., Studium zur Pulslehre (1892).
58. KUNDT, A., Poggend. Annalen 135, 337 u. 527 (1868).
59. LANDOIS, L., Lehre vom Arterienpuls (Berlin 1872); Pflüger's Arch. 9, 71 (1874).
60. v. LIEBIG, G., Du Bois' Arch. 193 (1882).
61. MAREY, E. J., Physiologie médicale de la circulation du sang. (Paris 1863); La circulation du sang. (Paris 1881).
62. MELLEROWICZ, H., Schweiz. Z. f. Sportmed. 5, 10 (1957).
63. MOENS, J., Die Pulscurve (Leiden 1878).
64. ONIMUS u. VIRY, J. d. l' anat. et d. physiol. 148 (1866).
65. RANKE, O. F., Luftfahrtmed. 1, 120 (1937).
66. RIVE, W., Dr. -Diss. (Utrecht 1866).
67. ROY, C. J., J. Physiol. 3, 133 (1880 - 1882).
68. SCHMITT, F., Z. Biol. 101, 259 (1943).
69. STEELE, M., Amer. Heart J. 14, 452 (1937).
70. VIERORDT, K., Die Lehre vom Arterienpuls (Braunschweig 1855).
71. WEBER, E. H., Progr. edit. Lipsiae d. 20. Mens. (1827); Ber. Sächs. Ges. Wiss., Math. -physikal. Klasse 164 (1850).
72. WEBER, W., Ber. Verh. K. Sächs. Ges. d. Wiss., Leipzig, Math. -physik. Klasse 18, 353 (1866).
73. WETTERER, E. u. B. DEPPE, Z. Biol. 99, 320 (1939).
74. WETTERER, E., Z. Biol. 100, 260 (1940).

75. WETTERER, E. u. B. DEPPE, Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg. 15, Anhang 91. (1943; erschienen Darmstadt 1949).
76. WETTERER, E. u. H. PIEPER, Z. Biol. 106, 23 (1953); Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg. 19, 259 (Darmstadt 1953).
77. WETTERER, E., Verh. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg. 22, 26 (1956).
78. WEZLER, K., Z. Biol. 96, 361 (1935).
79. WEZLER, K., S. ber. Ges. Morph. u. Physiol. (München 1935).
80. WEZLER, K., Z. Kreislaufforschg. 27, 721 (1935).
81. WEZLER, K. u. R. STANDL, Z. Biol. 97, 265 (1936).
82. WEZLER, K. u. A. BÖGER, Z. Kreislaufforschg. 28, 391 (1936).
83. WEZLER, K. u. A. BÖGER, Z. Kreislaufforschg. 28, 759 (1936).
84. WEZLER, K. u. R. KNEBEL, Z. Biol. 98, 302 (1937).
85. WEZLER, K. u. A. BÖGER, Naunyn-Schmiedebergs Arch. 184, 482 (1937).
86. WEZLER, K. u. A. BÖGER, Ergebn. Physiol. 41, 291 (1939).
87. WIESINGER, K. u. ABBÜHL, Helv. Physiol. et Pharm. Act. 3, 131 (1944).
88. ZOPF, Z. Biol. 96, 12 (1935).

L E B E N S L A U F

Ich, Karl-Uwe Mohr, wurde am 14.III.1935 in Hof/Bayern geboren als Sohn des Chefarztes der Medizinischen Klinik des Stadtkrankenhauses Hof/Bayern Dr.med. Wilhelm Mohr und seiner Ehefrau Margarete Mohr, geb.Eggert. In Hof wuchs ich auf und besuchte von 1940 - 1945 die Volksschule. Im Januar 1946 trat ich in das humanistische Gymnasium Hof ein und legte im Juni 1953 an der gleichen Schule die Reifeprüfung ab. Im November 1953 nahm ich in München das Studium der Medizin auf. Am 28.IV.1956 bestand ich hier das Physikum und am 27.VII.1959 beendete ich, ebenfalls in München, mit dem Staatsexamen das Studium.

Die Medizinalassistentenzeit begann ich an der II.Medizinischen Klinik der Universität München, wo ich vom 7.IX.1959 - 30.VI.1960 arbeitete. Daran schloss sich die Ausbildung an der I.Universitäts-Frauenklinik an. Seit dem 16.XII.1960 bin ich an der Chirurgischen Universitäts-Klinik in München als Medizinalassistent tätig.

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

...the ... of ...

